

ISSN 2674-8169

This work is licensed under an international
creative commons attribution 4.0 license.

DOI (CROSRREF)

<https://doi.org/10.36557/2674-8169.2020v2n2p48-61>

AFFILIATED INSTITUTION

1- Discentes do Programa de Pós-Graduação em Saúde, Interdisciplinaridade e Reabilitação na Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP)

KEY WORDS

Prótese de braço; Braço mecânico; Implante de braço, Biomecânica.

Eunice Fragoso Martins¹; Alexandre de Paula Sampaio¹; Juliana Borges Duarte¹; Maria De Lourdes Regina Gomes Dolphine¹; Taynara De Jesus Souza Teixeira¹

Corresponding Author: [Alexandre de Paula Sampaio](#)

ORIGINAL ARTICLE

Proposta para confecção de implantes protéticos de braços mecânicos com custos reduzidos.

Introdução: Grandes são as dificuldades dos pacientes amputados nos membros superiores. A maioria das próteses de braço apresentam alto custo e difícil acesso.

Objetivos: Este trabalho apresenta o projeto de um dispositivo protético de baixo custo para desarticulação do ombro

Metodologia: Um design adequado dos mecanismos foi abordado para obter um protótipo que apresenta 7 graus de liberdade. O movimento do ombro é realizado por meio de um manipulador paralelo esférico, o movimento do cotovelo é realizado por um mecanismo de seis barras e o movimento do punho é implementado por um manipulador paralelo esférico. Um conjunto de simulações dinâmicas foi realizado para avaliar a funcionalidade do projeto. O protótipo foi construído usando técnicas de impressão 3D e implementando atuadores de baixo custo. Uma avaliação experimental foi realizada para caracterizar este dispositivo.

Resultados: O resultado deste trabalho é um protótipo de 1350 g, capaz de realizar movimentos relacionados às atividades da vida diária.

Proposal for making prosthetic implants of mechanical arms with reduced costs.

Abstract

Introduction: Great are the difficulties of patients amputated in the upper limbs. Most arm prostheses are expensive and difficult to access.

Objectives: This work presents the design of a low cost prosthetic device for disarticulation of the shoulder

Methodology: An adequate design of the mechanisms was approached to obtain a prototype that presents 7 degrees of freedom. The movement of the shoulder is performed by means of a spherical parallel manipulator, the movement of the elbow is performed by a six-bar mechanism and the movement of the wrist is implemented by a spherical parallel manipulator. A set of dynamic simulations was carried out to assess the project's functionality. The prototype was built using 3D printing techniques and implementing low-cost actuators. An experimental evaluation was carried out to characterize this device.

Results: The result of this work is a 1350 g prototype, capable of performing movements related to activities of daily living.

Key Words: Arm prosthesis; Mechanical arm; Arm implant, Biomechanics.

INTRODUCTION

Uma das principais questões relacionadas ao design de dispositivos protéticos é imitar o mais próximo possível o movimento humano. Foi demonstrado que a menor destreza dos braços protéticos produz movimentos compensatórios que podem causar lesões no uso a longo prazo [1]. Além disso, a baixa funcionalidade do dispositivo causa síndrome de uso excessivo em pessoas com deficiência nos membros superiores [2]. Além disso, quanto mais proximal a amputação, maior a taxa de abandono dos braços protéticos [3]; isso se deve principalmente a uma baixa funcionalidade e conforto. A desarticulação do ombro mostra a menor taxa de incidência, por isso há baixo incentivo para o desenvolvimento de soluções para pessoas com essa deficiência e, portanto, poucos dispositivos protéticos foram projetados [4]. A amputação do ombro envolve a necessidade de mais DOFs no dispositivo protético e, consequentemente, a complexidade do sistema aumenta.

Atualmente, existem algumas soluções comerciais para diferentes níveis de amputação do braço; dentre esses, os membros superiores protéticos mais avançados disponíveis no mercado são o *i-limb Ultra*, a mão *bebionic® v2*, o *Contineo Multi-Grasp®* e o *Michelangelo®* [5]. Os pacientes com amputação acima do cotovelo e desarticulação do ombro são os casos mais difíceis de abordar; isso ocorre porque são necessários mais segmentos funcionais no dispositivo protético e a dificuldade de seu design aumenta.

Até onde sabemos, muito poucos trabalhos de pesquisa foram desenvolvidos relacionados ao desenho de um membro superior total. Um projeto patrocinado pela Agência de Projetos de Pesquisa Avançada de Defesa (DARPA) dos EUA é apresentado em [6]. Este é um dispositivo de 4,8 kg com configurações diferentes e consiste em um ombro acionado por dois DOF, um rotador umeral, um cotovelo e uma bateria, caracterizada por 26 DOFs (incluindo a mão). A complexidade deste dispositivo o torna inacessível para a maioria das pessoas.

O braço DEKA é uma das próteses mais avançadas dos membros superiores [7]. Pacientes com diferentes níveis de amputação podem usar este dispositivo. É o resultado de um projeto patrocinado pela DARPA. Ele mostra uma configuração modular que pode ser adaptada a diferentes níveis de amputação. A configuração para desarticulação do ombro tem 10 DOFs que são distribuídos com seis DOFs no braço e quatro na mão com um peso de 4,5 kg. Essa prótese pode ser controlada por diferentes sinais, como interruptores e sinais mioelétricos, e até mesmo com reinervação direcionada [8].

Um membro superior protético com 7-DOF é apresentado em [9]. Este protótipo inclui uma mão subativada com 15 DOFs. Este dispositivo é baseado em mecanismos diferenciais, onde a carga é compartilhada entre dois motores, permitindo o uso de atuadores menores. O peso total deste sistema é 4,45 kg, o que o torna pesado para uso por um longo tempo.

Uma pesquisa sobre os braços protéticos atuais mostra que essas soluções foram geralmente projetadas com menos DOFs do que as necessárias. Esses projetos apresentam as limitações de baixa funcionalidade e alto peso. Além disso, os braços protéticos mais sofisticados não são acessíveis para a maioria da população e foram projetados por projetos de longo prazo patrocinados pelo Exército dos EUA.

Considerando o descrito anteriormente, neste trabalho, propomos uma prótese de membro superior leve e de fácil acesso para pessoas com desarticulação do ombro que permite imitar o movimento de um braço através de um conjunto de trajetórias prescritas.

METHODOLOGY

Projeto de um braço protético

Os problemas em aberto referentes à prótese de membro superior são a falta de funcionalidade e desconforto devido ao alto peso e a maioria dos dispositivos não acessíveis.

A necessidade de segmentos mais funcionais apresentados nos dispositivos para desarticulação do ombro torna o projeto mecânico do braço protético um tópico importante. O protótipo desenvolvido neste trabalho tem sete graus de liberdade alcançados por um ombro 3-DOF, um cotovelo 1-DOF e um pulso 3-DOF. Um projeto preliminar onde a viabilidade do mecanismo é mostrada é apresentado em [10].

Design de Ombro

O espaço disponível para alocar o mecanismo do ombro torna o design do ombro uma tarefa desafiadora, se for necessária uma forma antropomórfica. O ombro protético suporta toda a estrutura do dispositivo; portanto, as maiores cargas articulares são desenvolvidas no ombro.

O mecanismo do ombro é modelado como um manipulador paralelo esférico do tipo 3-RRR (Figura 1). A síntese dimensional deste manipulador foi realizada utilizando uma otimização multiobjetiva baseada em algoritmos genéticos [11].

Após a síntese dimensional, a partir da cinemática inversa do manipulador, observou-se que os elos do manipulador realizam apenas rotações de amplitude menor que 90 °. Considerando isso, foi proposto incluir um mecanismo para aumentar o torque que os motores exercem nos elos do manipulador esférico.

O mecanismo proposto para obter uma vantagem mecânica é um mecanismo de quatro barras instalado antes da solução projetada. Um procedimento de otimização de objetivo

único foi realizado para definir os comprimentos do link. A função objetivo foi a minimização do torque máximo exercido pelo motor. Uma análise estática do mecanismo de quatro barras foi realizada como mostrado na Figura 2.

figura 1 Manipulador paralelo 3-RRR.

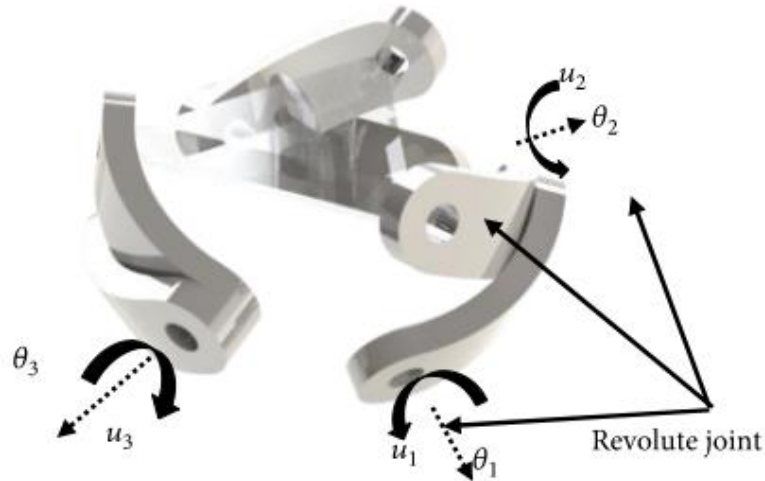
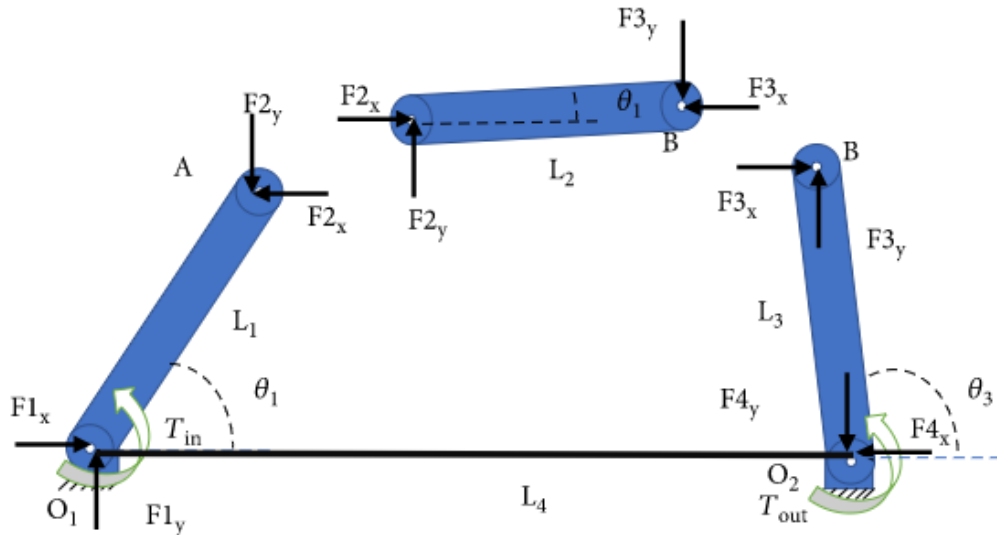


Figura 2

Diagrama de corpo livre do mecanismo de quatro barras que une o atuador e o elo base do manipulador paralelo.

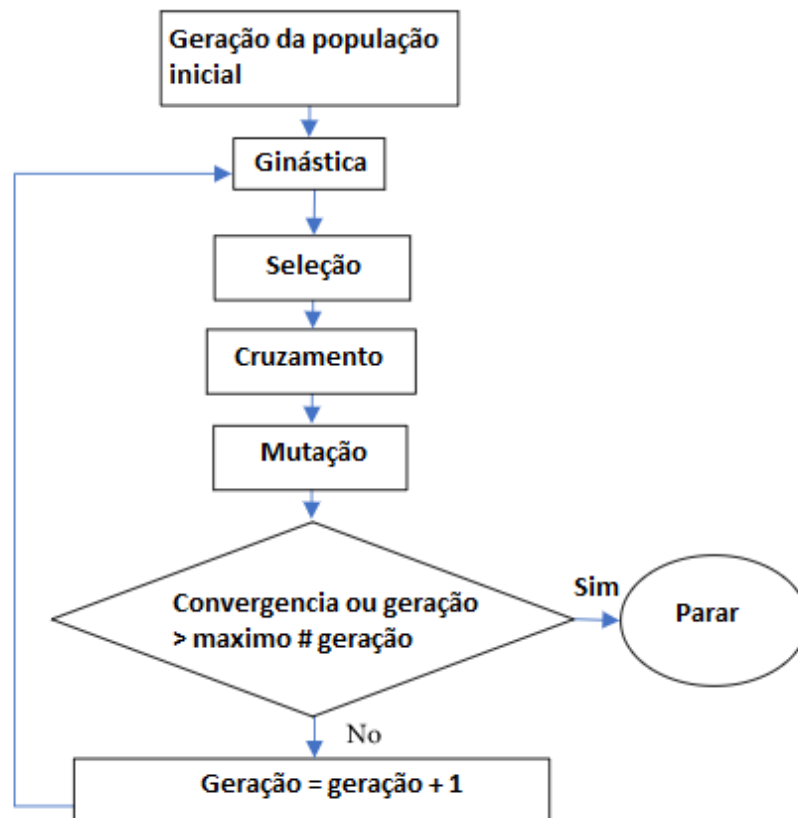


No diagrama do corpo livre na Figura 2, é possível encontrar uma equação para avaliar o torque do motor (T_{in}) em função dos parâmetros do mecanismo e o torque que requer o manipulador (T_{out}) para uma tarefa definida. Isso pode ser estabelecido como $T_{in} = A \cdot T_{out}$, (1) onde A é a matriz do coeficiente que depende dos comprimentos do link e da posição do

mecanismo, x é igual a $[F1_x, F1_y, F2_x, F2_y, F3_x, F3_y, F4_x, F4_y, \tau_{in}]$ e $b = [0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, \tau_{out}]$.

De simulações dinâmicas anteriores [11], e são valores conhecidos. Uma otimização baseada no GA foi realizada usando o algoritmo da Figura 3 . Os parâmetros escolhidos foram os comprimentos do link (L_1, L_2, L_3 e L_4). Uma população inicial de 200 elementos foi definida para ter uma ampla diversidade de elementos e o número máximo de iterações foi definido como 100. $\tau_{out} \theta_3$

Figura 3 Um fluxograma de uma otimização de algoritmo genético.



A população inicial foi criada de forma aleatória, com comprimentos de link variando de 1 a 10 cm. A Figura 4 mostra a evolução dos comprimentos do link durante o processo de otimização (eixo Y esquerdo). Pode-se observar que a convergência   alcançada aproximadamente na iteração 70. A Figura 4 mostra a evolução do torque durante o processo de otimização (eixo Y direito). Este procedimento foi repetido para os três membros do manipulador paralelo; assim, três mecanismos diferentes de quatro barras foram obtidos. Um mecanismo de quatro barras conectado ao manipulador paralelo pode ser visto na Figura 5.

Figura 4 Evolução dos elos de comprimento (yeixo esquerdo) e torque (yeixo direito) durante o procedimento de otimização.

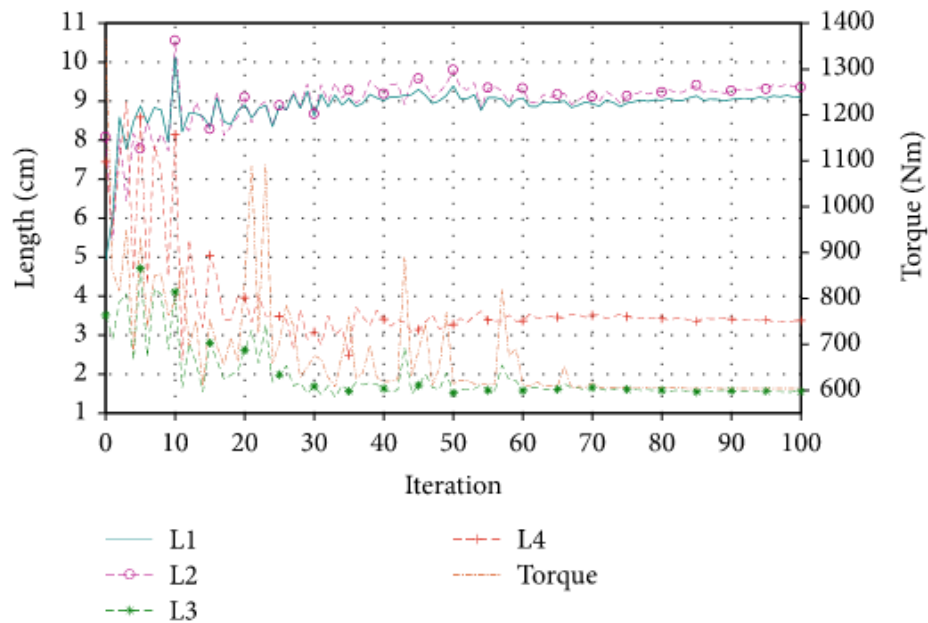
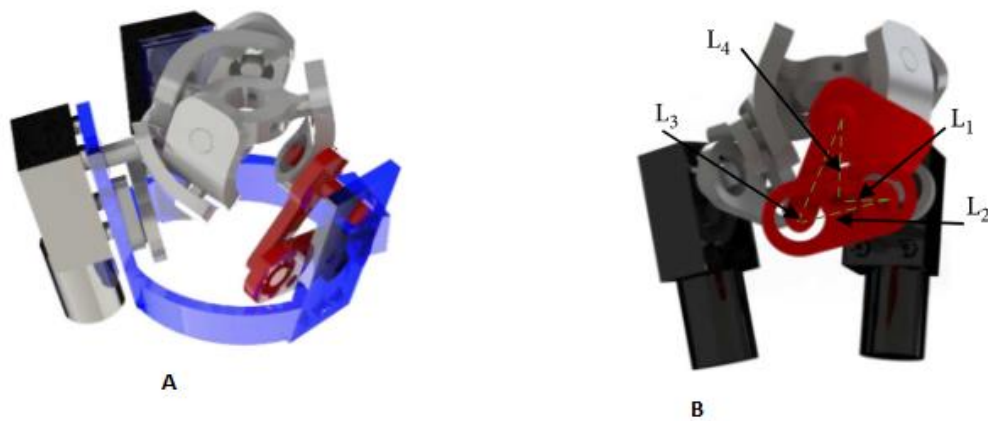


Figura 5 Um projeto CAD do manipulador paralelo final com os mecanismos de quatro barras: (a) vista isométrica; (b) vista frontal.



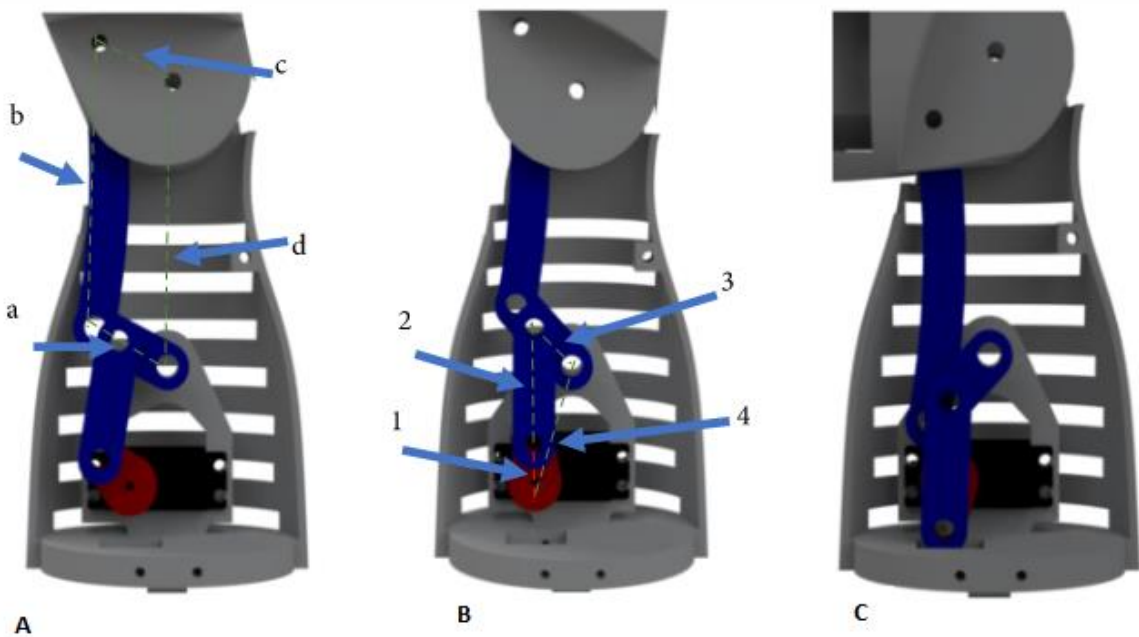
Design de cotovelo

A flexão-extensão do cotovelo e a pronação-supinação do antebraço podem ser modeladas como duas articulações de revolução perpendiculares em série, mas, nesse projeto, a pronação-supinação é deixada como um movimento do punho. A extensão-flexão é realizada usando um mecanismo de seis barras que pode ser analisado como dois mecanismos de quatro barras. Na primeira parte do mecanismo, os links a e c têm o mesmo comprimento, bem como os links bec (Figura 6 (a)). Nesse mecanismo, a rotação do link c é igual à rotação do link a. O link b é projetado com uma curvatura para evitar colisão com a parte externa da

prótese. O primeiro mecanismo de quatro barras é acionado por um segundo (Figura 6 (b)). Esse mecanismo é um mecanismo de quatro barras baseado em singularidade, conforme sugerido em [12]. À medida que o mecanismo de entrada se aproxima de uma singularidade, o torque de saída aumenta. O primeiro link é anexado ao atuador e o terceiro link faz parte do link a. Os elos do segundo mecanismo foram projetados de tal maneira que a amplitude de movimento do terceiro elo é de 90° ; isso é feito para poder concluir o movimento de flexão-extensão do cotovelo. Uma síntese de ligação gráfica foi aplicada [13]. Esse design permite colocar o atuador próximo ao ombro e, dessa forma, é alcançada a redução do momento de inércia.

Figura 6

Projeto do mecanismo para flexão-extensão do cotovelo: (a) o primeiro mecanismo de quatro barras; (b) o segundo mecanismo de quatro barras em uma posição singular; (c) segunda posição singular do mecanismo.



Design de pulso

A pronação-supinação do antebraço, a extensão-flexão do punho e o desvio ulnar-radial do punho são alcançados por meio de um manipulador esférico que é colocado no pulso. Esse mecanismo é usado porque a carga é distribuída em pequenos motores que podem ser montados dentro da estrutura do antebraço (Figura 7).

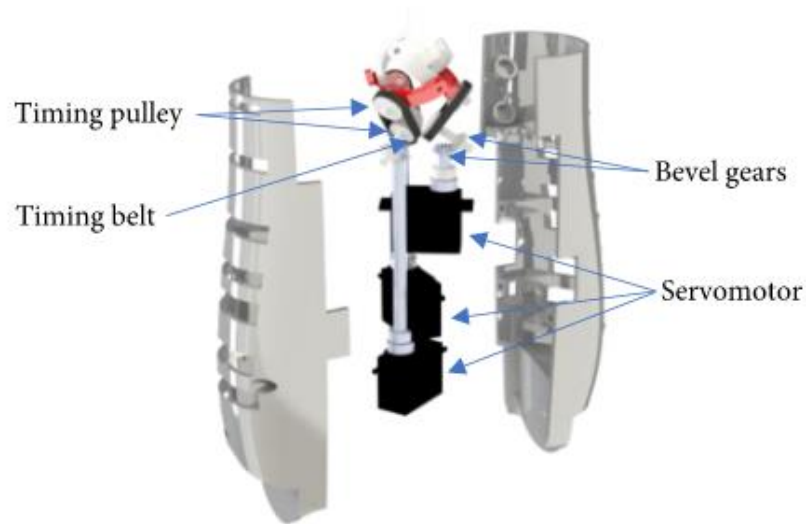
Figura 7 Um design CAD do manipulador paralelo do pulso.



Para simplificar, o design foi considerado uma arquitetura simétrica para o mecanismo paralelo. Isto significa que a pirâmide superior e inferior do manipulador são pirâmides regulares e estão definidos pelos ângulos α e β e foram definidos como sugerido em [14]. Como mecanismo simétrico, as três pernas são iguais e existem apenas dois parâmetros para definir. Tais parâmetros são os ângulos dos dois elos de cada perna, α e β . A destreza e o torque foram calculados para diferentes valores e variando de 50° a 80° , e concluiu-se que os valores mais adequados para o tamanho dos elos eram $\alpha = 60^\circ$ e $\beta = 70^\circ$.

Três servomotores foram colocados dentro do antebraço. Cada servo aciona uma engrenagem cônica. Existe uma correia dentada no lado de saída da engrenagem. Uma segunda correia dentada é presa ao elo de acionamento do manipulador paralelo do pulso (Figura 8).

Figura 8 Um design CAD do sistema de transmissão do mecanismo do pulso.



De acordo com [15], a amplitude de movimento (ADM) necessária para realizar diferentes atividades da vida diária é de 40 ° para flexão e extensão do punho (cada) e 40 ° de desvio radial-ulnar combinado. Essa ROM é obtida com os parâmetros selecionados do mecanismo do pulso.

Projeto geral do braço protético

Os mecanismos propostos foram montados juntos em uma configuração serial para criar uma prótese de membro superior semelhante à humana, como mostrado na Figura 9 , incluindo um desenho protético da mão em um trabalho anterior [16]. O ombro apresenta o manipulador esférico de três DOF com seus atuadores. O mecanismo esférico permite os três movimentos do ombro usando pequenos motores. O efetor final do manipulador é fixado à estrutura do antebraço por meio de uma placa. O atuador que aciona o cotovelo é colocado na parte proximal do antebraço. Com o design descrito, o dispositivo protético pode ser construído com um tamanho semelhante ao humano. Dentro do braço protético, há espaço suficiente para colocar as baterias e o sistema de controle.

Figura 9 Desenho CAD do membro superior protético.

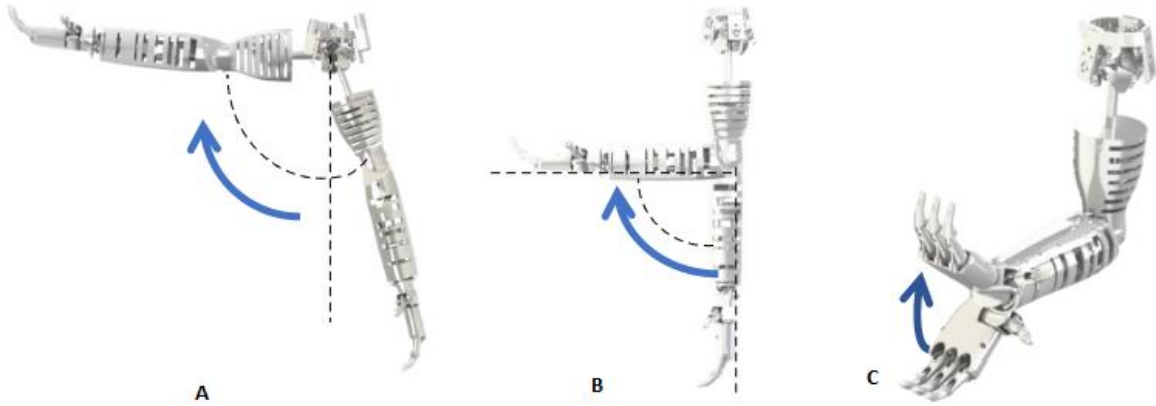


Avaliação Numérica

Utilizando o software MSC.ADAMS®, foi realizado um conjunto de simulações dinâmicas para avaliar a relação entre os atuadores e as forças que atuam no mecanismo e as trajetórias de aceleração, velocidade e movimento resultantes. O ABS com densidade de $1020 \text{ kg} / \text{m}^3$ foi considerado para os elementos do braço protético. Os pesos dos atuadores dentro do braço foram levados em consideração. Nas articulações do mecanismo de ombro do protótipo, os rolamentos rígidos de esferas estão localizados; portanto, o coeficiente de atrito foi considerado como 0,0015 [SKF, 2017]. Nas demais juntas, a montagem foi realizada com parafusos, de modo que o coeficiente de atrito foi considerado como 0,1.

Para avaliar o protótipo, as simulações foram definidas da seguinte forma: Teste I, uma flexão umeral de -20° a 90° com o cotovelo estendido e com uma carga de 5 N na mão (Figura 10 (a)); Teste II, uma flexão do cotovelo de 0° a 90° com o braço na posição vertical e uma carga de 5 N à mão (Figura 10 (b)); e Teste III, uma flexão de -40° a 40° do punho com o cotovelo flexionado a 90° (Figura 10 (c)).

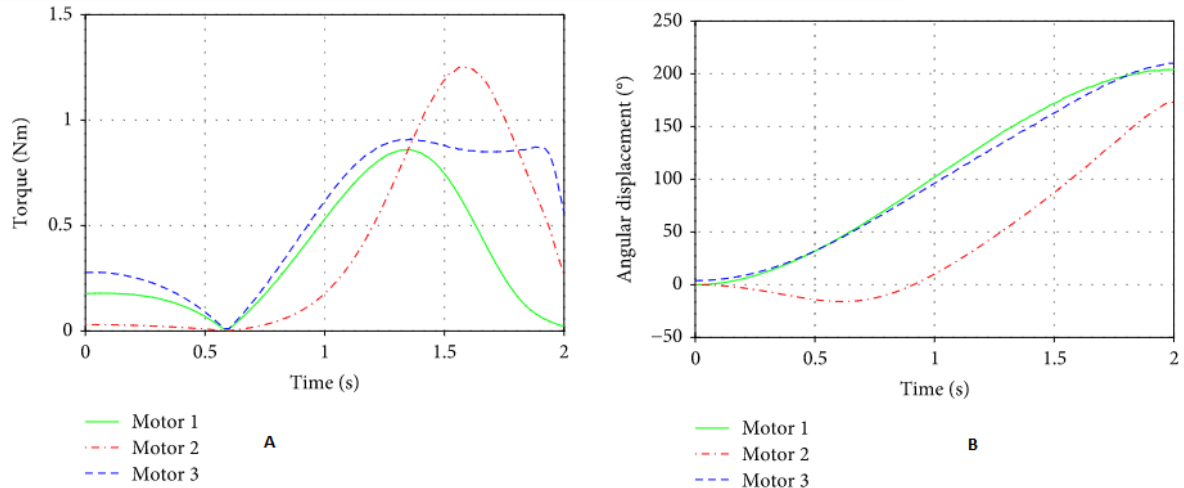
Figura 10 Modos de simulação para o protótipo: (a) flexão umeral com o cotovelo estendido; (b) flexão do cotovelo na posição vertical; (c) flexão do punho.



O teste I foi realizado em dois casos diferentes. No primeiro caso, o experimento foi realizado utilizando o mecanismo de quatro barras proposto, conectado ao manipulador paralelo e com duração de 2 s; no segundo caso, foi realizado atuando diretamente o manipulador paralelo. Ambos os casos foram comparados para mostrar o desempenho da implementação do mecanismo de quatro barras.

Para o primeiro caso no Teste I, os torques do motor do ombro necessários para realizar a flexão umeral foram calculados (Figura 11 (a)). Pode-se ver pela plotagem que o torque máximo é de quase 1,25 Nm. Quando o braço está cruzando a vertical, os torques atingem seu valor mínimo. À medida que o movimento continua, os torques aumentam suavemente até atingirem o máximo e depois caem ao final do movimento. Foram avaliados o deslocamento angular, a velocidade angular e a aceleração angular dos atuadores (Figuras 11 (b) - 11 (d)). Pode-se ver que os motores mostram um movimento suave. A amplitude de movimento do primeiro e terceiro motores é de aproximadamente 200 ° e o segundo motor gira 160 °. Há um instante em que o motor 2 é parado e depois muda o sentido de rotação. Ao longo de todo o movimento, a aceleração angular é baixa até a última fase do movimento em que o motor 2 exibe uma aceleração significativa. A potência mecânica foi calculada como o produto do torque e da velocidade angular (Figura 11 (e)). Pode-se observar que a potência máxima é desenvolvida pelo motor 2 próximo ao final do movimento, com um valor de 4 W. Com relação à articulação do cotovelo, apesar de nenhum movimento dessa articulação neste teste, o torque necessário para manter as alterações estendidas do cotovelo ao longo da tarefa que varia de 0 a quase 0,25 Nm (Figura 11 (f)).

Figura 11 Resultados do Teste I, caso a: (a) torques dos motores dos ombros; (b) deslocamento angular; (c) velocidade angular; (d) aceleração angular; (e) potência dos motores do ombro; (f) torque do atuador do cotovelo.



Construção do protótipo e validação experimental

Um protótipo de laboratório do braço protético foi construído usando uma impressora 3D Stratasys® Dimension 1200. O material utilizado foi o ABS. Para o manipulador paralelo do ombro, foram utilizados três motores de engrenagem. Este tipo de motor funciona a 12 V e o torque nominal da caixa de engrenagens é de 20 kg cm. Nas articulações do mecanismo do ombro, foi utilizado o rolamento de esferas 688zz (8 × 16 × 5 mm). O cotovelo foi acionado com um servomotor modelo PDI-6221MG. Este é um servomotor digital com um torque de estol de 20 kg cm. Três servomotores MG996R foram usados para acionar o pulso. Esses servomotores têm um torque de estol de 10 kg cm. A Tabela 1 resume o custo dos componentes do protótipo.

tabela 1 Custo dos componentes usados para construir o protótipo.

Componente	Preço total (USD)
3 motores de engrenagem	42.
1 servomotor PDI-6221MG	13
3 servomotor MG966R	14
Rolamentos	6
Peças impressas em 3D	215
Total	290.

O peso do conjunto braço-antebraço-mão é 960 g e o peso do ombro é 700 g. Portanto, o peso total do dispositivo é 1660 g, mais leve que o de um braço real. Uma comparação das características entre o design atual e as soluções de ponta é encontrada na Tabela [2](#).

tabela 1 Principais características do projeto proposto e os dispositivos de última geração.

Referência do autor	DOF	Peso	Carga útil
[6]	7	4,8 kg	55 N
[7]	6	4,5 kg	-
[9]	7	4,45 kg	-
Trabalho atual	7	1,66 kg (mão incluída)	5 N

Dois movimentos do protótipo foram avaliados experimentalmente. O primeiro movimento foi a flexão do cotovelo e o segundo movimento foi a flexão umeral.

Para caracterizar os movimentos, foi medida a corrente elétrica do motor usando um sensor de corrente ACS712. Este sensor, baseado em um sensor Hall linear, é capaz de medir de 0 a 5 amperes. Seu baixo deslocamento torna possível usá-lo sem calibração anterior e apenas com o ganho da saída (185 mV / A). Um sensor GU-87 IMU foi utilizado para medir a velocidade angular e a orientação do antebraço durante a flexão do cotovelo e a orientação do braço durante a flexão do úmero. A IMU foi anexada à seção do antebraço do protótipo. A calibração do giroscópio foi realizada medindo o deslocamento da leitura em cada eixo enquanto o IMU não está em movimento. O acelerômetro foi calibrado usando o procedimento descrito em [17] Após a calibração, a velocidade angular é medida usando o ganho do sensor e a orientação foi calculada executando uma fusão do sensor com um filtro Kalman [18]. Os dados foram adquiridos usando um Arduino Mega na frequência de 50 Hz.

Considerando que o servo tenta alcançar sua posição final o mais rápido possível, uma sub-rotina foi programada para enviar posições intermediárias ao servomotor e, dessa forma, a velocidade é reduzida para um nível adequado. Isso foi realizado para ter uma velocidade aproximadamente equivalente a 10% e 50% da velocidade operacional máxima (0,16 s / 60 °), a saber, velocidade A e velocidade B, respectivamente, e velocidade C como velocidade máxima.

RESULTS

A flexão do cotovelo foi realizada em três velocidades diferentes. O primeiro experimento foi na velocidade A, o segundo na velocidade B e o terceiro experimento a 100% da velocidade do motor. O motor foi fornecido com 6 V durante os experimentos. Pode-se observar que o antebraço não atinge a posição horizontal (Figura 17). Isso pode ser originado pela rigidez reduzida dos elos do mecanismo de quatro barras.

Figura 17 Snapchat do experimento de flexão do cotovelo.



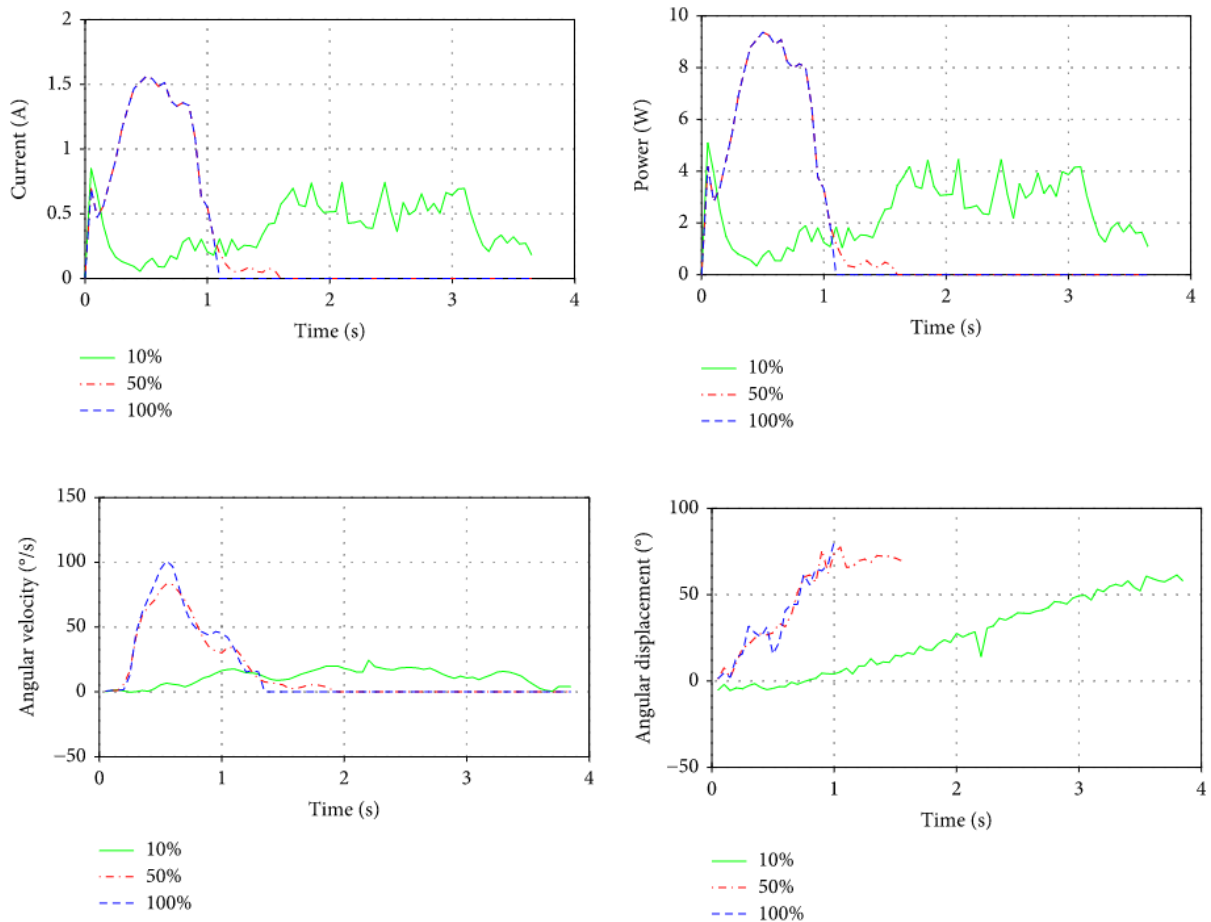
Os resultados do primeiro experimento na velocidade A mostram que, no início do movimento, há um pico de consumo de energia com uma corrente de 2 A (Figura 18 (a)) À medida que o movimento continua, a corrente é reduzida para um valor médio de 0,7 A.

A queda repentina da corrente pode ser originada como resultado da posição singular do mecanismo no início do movimento; então o consumo atual aumenta à medida que o braço da alavanca aumenta enquanto o movimento continua. O braço da alavanca atinge seu máximo no meio do movimento e depois diminui conforme a corrente. Considerando que a tensão fornecida era de 6 V, o consumo de energia foi calculado.

A velocidade angular máxima foi de $20^\circ / s$, e a duração do movimento foi de aproximadamente 3,6 s, o que é muito longo para representar um movimento natural do cotovelo (Figura 18 (b)). Da Figura 18 (c), pode-se observar que o movimento do antebraço segue uma função linear.

A amplitude do movimento foi de aproximadamente 65° ; portanto, toda a flexão do cotovelo não é concluída.

Figura 18 Resultados da flexão experimental do cotovelo nas velocidades A, B e C: (a) corrente elétrica do motor do cotovelo; (b) energia elétrica; (c) velocidade angular; (d) deslocamento angular.



Quando a velocidade do experimento é ajustada na velocidade B, a corrente média é aumentada para 1,5 A (Figura 18 (a)). Isso representa quase 220% da corrente a uma velocidade de 10%. Pode-se observar que, após o pico inicial, ocorre uma queda drástica na corrente, novamente devido à singularidade do mecanismo. Quando a velocidade é aumentada, há um aumento evidente no consumo de energia, mostrando um consumo máximo de 9 W. A velocidade angular máxima desenvolvida durante o movimento é de $85^\circ/\text{s}$ e é alcançada no ponto médio do movimento (Figura 18 (b)). Da Figura 18 (d), pode-se ver que a posição final é alcançada em 1,6 s; isso representa uma redução do tempo em mais de 100% em comparação com o experimento anterior. Esta duração é aceitável para uma tarefa de cotovelo.

Quando a velocidade é ajustada em 100%, a corrente média é de aproximadamente 1,6 A (Figura 18 (a)). Sabendo que a tensão de alimentação do motor é de 6 V, o consumo de energia, nesse caso, é em torno de 9,5 W. Nesse caso, a velocidade angular máxima é de $110^\circ/\text{s}$ (Figura 18 (b)). Pode-se observar que a duração é menor que 1,1 s.

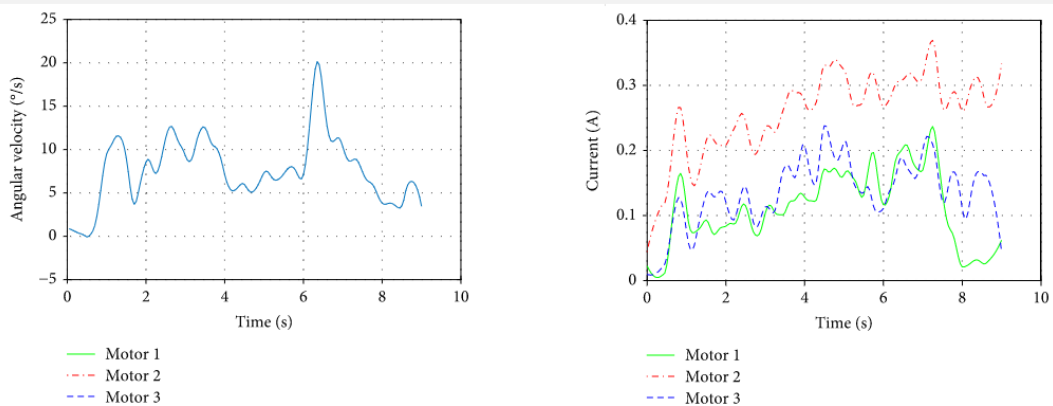
Após a avaliação do mecanismo do cotovelo, foi realizada a flexão do ombro com o protótipo (Figura 19). Pode-se observar que, nesse caso, o braço não atinge uma posição horizontal, mas a amplitude de movimento é de cerca de 90 °.

Figura 19 Sequência do ombro realizando um movimento de flexão umeral.



Durante esse experimento, a velocidade angular foi lenta, tendo um valor médio de 10 ° / se duração do movimento de 8,5 s (Figura 20 (a)). Pode-se observar que, no início do movimento, há um pico na corrente que é maior no motor 2 (Figura 20 (b)). A corrente média máxima necessária para este movimento foi de 0,3 A.

Figura 20 Resultados da flexão experimental do ombro: (a) velocidade angular do braço e (b) corrente elétrica dos atuadores do ombro.



A validação experimental mostra que o protótipo proposto é capaz de executar os movimentos com um consumo de energia reduzido, mas alguns elementos do dispositivo devem ser feitos de um material diferente, a fim de ter força suficiente para suportar as cargas e não afetar a operação do mecanismo.

CONCLUSIONS

Neste trabalho, um novo braço protético de baixo custo, semelhante ao humano, foi projetado. Esse dispositivo é formado por um manipulador paralelo de três DOF no ombro, um mecanismo de seis barras de um DOF no cotovelo e um manipulador esférico de três DOF no pulso, que são conectados em uma arquitetura serial. O manipulador esférico no ombro permite compartilhar a carga e, portanto, o torque necessário e o consumo de energia dos motores são inferiores aos de outras soluções. O uso de motores pequenos tem o benefício de que seu peso é baixo e é possível criar um projeto com custo reduzido e mais fácil de pagar do que as soluções existentes. O mecanismo do ombro permite posicionar o atuador do cotovelo próximo ao ombro e, dessa maneira, os efeitos inerciais são reduzidos, em comparação com soluções comuns em que o cotovelo é acionado com grandes motores colocados no cotovelo. A síntese desse mecanismo permite travar o cotovelo quando ele estiver totalmente estendido ou flexionado; então o consumo do atuador do cotovelo pode ser reduzido nessas posições comuns. O mecanismo do punho possui uma amplitude de movimento adequada para realizar ADLs usando pequenos atuadores. A seleção do mecanismo permite ter um protótipo com um peso total de 1350 g, sem incluir a mão. Esse peso é menor que o peso médio de um braço humano de aproximadamente 5 kg. As avaliações numéricas e experimentais mostram que o protótipo pode realizar movimentos naturais do braço humano. então o consumo do atuador do cotovelo pode ser reduzido nessas posições comuns. O mecanismo do punho possui uma amplitude de movimento adequada para realizar ADLs usando pequenos atuadores. A seleção do mecanismo permite ter um protótipo com um peso total de 1350 g, sem incluir a mão. Esse peso é menor que o peso médio de um braço humano de aproximadamente 5 kg. As avaliações numéricas e experimentais mostram que o protótipo pode realizar movimentos naturais do braço humano. então o consumo do atuador do cotovelo pode ser reduzido nessas posições comuns. O mecanismo do punho possui uma amplitude de movimento adequada para realizar ADLs usando pequenos atuadores. A seleção do mecanismo permite ter um protótipo com um peso total de 1350 g, sem incluir a mão. Esse peso é menor que o peso médio de um braço humano de aproximadamente 5 kg. As avaliações numéricas e experimentais mostram que o protótipo pode realizar movimentos naturais do braço humano.

Apesar de a viabilidade deste dispositivo ser demonstrada, é necessário realizar mais trabalhos: isso inclui a realização de análises estruturais para determinar os materiais e dimensões mais adequados dos principais elementos da prótese, visando garantir sua

integridade estrutural, a implementação de juntas compatíveis deve ser endereçado para aumentar a segurança do usuário e é necessário o estabelecimento de um esquema de controle apropriado para este dispositivo.

REFERENCES

- 1- A. J. Metzger, A. W. Dromerick, R. J. Holley, and P. S. Lum, "Characterization of compensatory trunk movements during prosthetic upper limb reaching tasks," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 93, no. 11, pp. 2029–2034, 2012.
- 2- H. Burger and G. Vidmar, "A survey of overuse problems in patients with acquired or congenital upper limb deficiency," *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 40, no. 4, pp. 497–502, 2016.
- 3- K. Østlie, I. M. Lesjø, R. J. Franklin, B. Garfelt, O. H. Skjeldal, and P. Magnus, "Prosthesis rejection in acquired major upper-limb amputees: a population-based survey," *Disability and Rehabilitation. Assistive Technology*, vol. 7, no. 4, pp. 294–303, 2012.
- 4- T. R. Dillingham, L. E. Pezzin, and E. J. MacKenzie, "Limb amputation and limb deficiency : epidemiology and recent trends in the United States," *Southern Medical Journal*, vol. 95, no. 8, pp. 875–883, 2002.
- 5- D. A. Zlotolow and S. H. Kozin, "Advances in upper extremity prosthetics," *Hand Clinics*, vol. 28, no. 4, pp. 587–593, 2012.
- 6- M. S. Johannes, J. D. Bigelow, J. M. Burck, S. D. Harshbarger, M. V. Kozlowski, and T. Van Doren, "An overview of the developmental process for the modular prosthetic limb," *Johns Hopkins APL Technical Digest*, vol. 30, no. 3, pp. 207–216, 2011.
- 7- L. Resnik, F. Acluche, S. Lieberman Klinger, and M. Borgia, "Does the DEKA Arm substitute for or supplement conventional prostheses," *Prosthetics and Orthotics International*, 2017.
- 8- L. Resnik, S. L. Klinger, and K. Etter, "The DEKA Arm: its features, functionality, and evolution during the Veterans Affairs study to optimize the DEKA Arm," *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 38, no. 6, pp. 492–504, 2014.
- 9- L. He, C. Xiong, and K. Zhang, "Mechatronic design of an upper limb prosthesis with a hand," in *Intelligent Robotics and Applications. ICIRA 2014*, X. Zhang, H. Liu, Z. Chen, and N. Wang, Eds., vol. 8917 of *Lecture Notes in Computer Science*, Springer, Cham, Switzerland, 2014.

- 10-J. A. Leal-Naranjo, M. Ceccarelli, and C. R. T. S. Miguel, "Mechanical design of a prosthetic human arm and its dynamic simulation," in *Advances in Intelligent Systems and Computing*, Springer, Cham, 2017.
- 11-J.-A. Leal-Naranjo, M. Ceccarelli, C.-R. Torres-San-Miguel, L.-A. Aguilar-Perez, G. Urriolagoitia-Sosa, and G. Urriolagoitia-Calderón, "Multi-objective optimization of a parallel manipulator for the design of a prosthetic arm using genetic algorithms," *Latin American Journal of Solids and Structures*, vol. 15, no. 3, 2018.
- 12-T. Mashimo, T. Urakubo, and T. Kanade, "Singularity-based four-bar linkage mechanism for impulsive torque with high energy efficiency," *Journal of Mechanisms and Robotics*, vol. 7, no. 3, article 031002, 2015.
- 13-R. L. Norton, *Machine Design: an Integrated Approach*, vol. 4, Pearson Prentice Hall Publishers, USA, 2006.
- 14-C. Gosselin and J. Angeles, "The optimum kinematic design of a spherical three-degree-of-freedom parallel manipulator," *Journal of Mechanisms Transmissions and Automation in Design*, vol. 111, no. 2, p. 202, 1989.
- 15-J. Ryu, W. P. Cooney III, L. J. Askew, K.-N. An, and E. Y. S. Chao, "Functional ranges of motion of the wrist joint," *The Journal of Hand Surgery*, vol. 16, no. 3, pp. 409–419, 1991.
- 16-J. A. LealIndash, C. R. Torres-San Miguel, M. F. CarbajalIndash, and L. Martinez-Saez, "Structural numerical analysis of a three fingers prosthetic hand prototype," *International Journal of Physical Sciences*, vol. 8, no. 13, pp. 526–536, 2013.
- 17-S. P. Won and F. Golnaraghi, "A triaxial accelerometer calibration method using a mathematical model," *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 59, no. 8, pp. 2144–2153, 2010.
- 18-S. Zihajehzadeh, D. Loh, M. Lee, R. Hoskinson, and E. J. Park, "A cascaded two-step Kalman filter for estimation of human body segment orientation using MEMS-IMU," in *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 6270–6273, Chicago, IL, USA, August 2014.